

(51) Int. Cl. ⁷
A61B 18/12
1/00 334
17/00 320

F I
A61B 17/39
1/00 334 D
17/00 320

請求項の数 2 (全16頁)

(21) 出願番号 特願平8-18926
(22) 出願日 平成 8 年 2 月 5 日 (1996. 2. 5)
(65) 公開番号 特開平9-206309
(43) 公開日 平成 9 年 8 月12日 (1997. 8. 12)
審査請求日 平成 9 年 9 月 1 日 (1997. 9. 1)

(73) 特許権者 000000376
オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号
(72) 発明者 定政 明人
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進

審査官 新井 克夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波切開装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されると共に、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、
前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端

2

部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設けたことを特徴とする内視鏡用高周波切開装置。

【請求項 2】 内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されると共に、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、

前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設けると共に、前記補強部材を設けた部分のシースを曲げたときに、前記ナイフ部と前記シースの中心軸を結んで形成される第1平面に沿った曲げ抵抗よりも、前記シースの中心軸を通り、前記第1平面に垂直方向を向いた第2平面に沿った曲げ抵抗の方が大きくなるように、前記補強部材を前記シースの中心軸に対して、偏らせて設けたことを特徴とする内視鏡用高周波切開装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、経内視鏡的に体腔内に挿入し、生体組織、特に、十二指腸乳頭括約筋を高周波電流により切開する内視鏡用高周波切開装置に関する。

【0002】

【従来の技術】特開平5-7597及び特開平5-68685号公報に開示された高周波切開具がある。このような高周波切開具は、チューブのルーメン内に挿入された導電性のワイヤを、チューブ先端部の外壁面に露出させてナイフ部を形成したもので、手元側の操作により導電性ワイヤを引張ることで、チューブ先端部を弓状に湾曲させ、ナイフ部を治療部位に押し当てて高周波電流により切開を行うものである。このような高周波切開具はチューブ先端部の湾曲を容易にするため、比較的柔らかいチューブを用いている。

【0003】また、特公平6-53125号公報に開示された器具があり、この器具は括約筋の切開方向を制御するために、チューブの1つのルーメン内の先端部分から基端部分の範囲にかけて長方形断面の強化手段を設けている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】特開平5-7597及び特開平5-68685号公報に開示された高周波切開具において、手元側の操作により導電性ワイヤを引張り、チューブ先端部を弓状に湾曲させるときに、チューブが柔らかいので多少は湾曲し易くなるが、チューブが全長に亘って軸方向に撓んでしまうため、導電性ワイヤとチューブのルーメンとの摩擦抵抗により、チューブ先端部の湾曲が容易に行えないという作動性の問題があった。

【0005】また、このような高周波切開具を内視鏡の処置具挿通チャンネルや、体腔内の細い管腔内に押し込むときにも、チューブが軸方向に撓んでしまい、手元のチューブの押し込み操作が先端部にうまく伝わらず、挿入性が悪くなるという問題があった。

【0006】ここで、このような内視鏡用高周波切開具を用いて、十二指腸乳頭括約筋を切開するいわゆるESTを行う場合、一般的には、湾曲機構や、処置具起上装置を備えた後方斜視型の内視鏡と共に使用される。

【0007】まず、内視鏡を十二指腸内に挿入し、内視鏡の湾曲操作により乳頭を正面視する。次に、内視鏡の処置具挿通チャンネルより、内視鏡用高周波切開具を挿入し、内視鏡の処置具起上装置の操作や、湾曲操作により、内視鏡用高周波切開具を乳頭から胆管内に挿入する。そして、内視鏡用高周波切開具の手元側の操作により、導電性ワイヤを引っ張り、チューブ先端部を弓状に湾曲させ、ナイフ部を乳頭括約筋位に押し当てて高周波電流により切開を行う。

10 【0008】このときのESTを行う様子を図6、また、図6における内視鏡像を図8に示す。図6に示すように、乳頭を正面視するためには、解剖学的見地から、内視鏡の湾曲部を、その湾曲の中心が内視鏡の視野方向にくるように湾曲させる必要がある。また、内視鏡用高周波切開具を内視鏡の視野範囲内に入れ、かつ、先端部を胆管内に挿入し易くするために、処置具起上装置の操作で、内視鏡用高周波切開具を内視鏡の視野方向に起立させる必要がある。

20 【0009】また、図8に示すように、ESTを合併症無く安全に施行するために、紙面の上方向、いわゆる内視鏡視野内の12時方向に切開を加える必要がある。従って、図6に示すように、ESTを施行する際、内視鏡の湾曲方向、及び処置具起立装置による内視鏡高周波切開具の起立方向、そして、チューブ先端のナイフ部が、ほぼ同一平面上に置かれ、かつ、内視鏡高周波切開具のチューブ先端部が、ナイフ部を内側に向けた湾曲形状を呈することになる。

30 【0010】ここで、前述のチューブ湾曲形状に真似て、医師らは、チューブ先端にナイフ部が内側に向くように曲がり癖を付けることで、内視鏡高周波切開具を内視鏡先端から出したときに、ナイフ部の向きが内視鏡の視野内12時の方向を向いて出るように工夫している。つまり、内視鏡の湾曲形状と、処置具起立装置の向きに対して、チューブの曲がり癖を合致させることで、ナイフ部の向きを安定性が図れるというものである。

【0011】ここで、この医師によるチューブ先端の曲がり癖作業は、毎回安定しておこなえず、したがって、内視鏡に対するナイフ部の方向性が安定しないという問題点があった。

40 【0012】特公平6-53125号公報に開示された器具における、チューブのルーメン内に設けられた強化手段を、特開平5-7597及び特開平5-68685のような内視鏡高周波切開具に適合させた場合、チューブ全長に亘って、硬く補強されるため、前述の内視鏡高周波切開具のチューブ全長の撓みによる作動性、挿入性の問題が幾分は解消されると考えられる。

50 【0013】また、特公平6-53125号公報の器具における強化部材による、チューブ曲がり方向規制により、内視鏡の湾曲形状と、処置具起立装置の向きに対して、チューブの曲がる方向が合致するため、ナイフ部の

方向性の問題が解決されると考えられる。

【0014】しかし、特公平6-53125号公報の器具では、チューブ先端のナイフ部のルーメン内にも強化部材が設けられているため、チューブ先端部を弓状に湾曲させるときに、強化部材が曲げの抵抗（曲げを妨げる抵抗）となり、結局は、チューブ先端部の湾曲が容易に行えないという作動性の問題が解決されない。

【0015】更に、チューブ先端部が硬いため、チューブ先端を乳頭から胆管内に挿入する際に、乳頭部付近や、胆管内壁に損傷を与え易く、穿孔や、出血等の重大な合併症を生じる危険性が高くなり、安全性に問題が出てくる。

【0016】本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、従来の技術の問題点を解消し、作動性が良く、チャンネル又は、生体内への挿入性を向上でき、生体に損傷を与えない安全性に優れた内視鏡用高周波切開装置を提供することを目的とする。

【0017】また、本発明の他の目的は、内視鏡に対する安定したナイフ部の方向性をもつ内視鏡用高周波切開装置を提供することにある。また、本発明の他の目的は、手技が容易な内視鏡用高周波切開装置を提供することにある。

【0018】

【課題を解決するための手段】内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されるとともに、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設けたことを特徴とする。

【0019】上記構成により、シースが硬くなることで、作動時のシースの撓みを防止し、良好な作動性を確保できる。また、細い管腔もしくは内視鏡のチャンネルへの挿入、押し込み時にもシースが過度に撓んでしまうことなく、良好な挿入性を確保できる。更に、シースのナイフ部分は柔らかいので、シース先端の湾曲が容易に行え、より良好な作動性を確保できる。また、シース先端部も柔らかいため、生体に損傷を与えず、安全にこの装置を使用することができる。

【0020】また、内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔に

よって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されるとともに、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設けるとともに、前記補強部材を設けた部分のシースを曲げたときに、前記ナイフ部と前記シースの中心軸を結んで形成される第1平面に沿った曲げ抵抗よりも、前記シースの中心軸を通り、前記第1平面に垂直方向を向いた第2平面に沿った曲げ抵抗の方が大きくなるよう、前記補強部材を前記シースの中心軸に対して、偏らせて設けたことを特徴とする。

【0021】上記構成により、前述の良好な作動性、挿入性、安全性が確保できるだけでなく、補強部材によりナイフ基端部シースの曲げ方向が規制させるため、内視鏡に対する、安定したナイフの方向性を実現することができる。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1の実施の形態を図1～図8を参照して説明する。図1は高周波電流を用いて体腔内の生体組織、特に十二指腸乳頭括約筋を切開する（いわゆるEST）内視鏡用高周波切開装置全体の外観を示し、図2はシースの先端側の構造を断面図で示し、図3は図2のA-A線断面及び図4のD-D線断面を拡大して示し、図4は図3（A）のC-C線断面でシースの先端側の構造を示し、図5はシースの手元側の断面構造及びE部を拡大して示し、図6ないし図8は経内視鏡的に切開する作用の説明図を示す。なお、図2は図3（A）のB-B線の縦断面でのシースの先端側を示す。また、図8は図6における実際の内視鏡画像を示す。

【0023】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置（以下、単に切開装置とも記す）11は内視鏡12（図6、図7及び図20参照）の図示しない処置具挿通チャンネルを通して患者の体内に挿入される可撓性を有する細径の挿入部13と、この挿入部13の基端部側に配設され、患者の体外で術者がこの切開装置11を操作するための手元側の操作部14とから構成されている。

【0024】この切開装置11の挿入部13は図2に示すように電氣的に絶縁性を有する部材で形成されたシース15で構成されている。この電氣的絶縁性のシース15の本体（つまり、シース本体）15aは、電氣的に絶縁性を有すると共に、熱可塑性を有する樹脂、例えばP

10

20

30

40

50

T F E, F E P等のフッ素系樹脂製で形成されており、本実施の形態では3つのルーメン（内腔）を有する可撓性の多孔チューブによって形成されている。

【0025】即ち、図3（A）、（B）に示すようにシース本体15a内には金属製ワイヤ等、導電性を有する導電性ワイヤ16を挿通するワイヤルーメン17aと、図示しないガイドワイヤの挿通及び／又は液体（特に造影剤）の注入に差し障りのない（支障のない）十分な内径を有する多目的ルーメン17bと、シース本体15aを補強するための補強ワイヤ18を挿通する補強ルーメン17cとの3つのルーメンが設けられ、それぞれ軸心方向（つまり、シース本体15aの長手方向）に向けて延設されている。

【0026】ここで、シース本体15a内のワイヤルーメン17a内には図2に示すように導電性ワイヤ16が挿通され、多目的ルーメン17b内にはガイドワイヤが挿通されたり、或いは液体が注入される送液路が形成されるようになっており、多目的ルーメン17bの先端は開口している。

【0027】また、補強ルーメン17c内には、金属製の補強部材、より具体的には細径でも硬度が大きいステンレス製の補強ワイヤ18が、シース基端部（図5（C）参照）から、図4に示すシース先端部15dのすぐ基端まで挿通されて、固定されている。

【0028】なお、図4中にはナイフ部20は現れないが、補強ワイヤ18の先端側の位置とナイフ部20との軸心方向における相対的な位置関係を分かりやすくするために2点鎖線でナイフ部20を示した（他の図11、図15、図16でも同様の意味で2点鎖線でナイフ部20を示している）。

【0029】この補強部材、より具体的にはステンレス製の補強ワイヤ18は細径でもその硬度が大きいので、十分に小さな外径の補強ワイヤ18によって、シース本体15aの撓み易さの度合い（撓み性、或いは柔らかさとも記す）を十分に調整できる。このため、シース本体15aの断面における補強ルーメン17c及び補強ワイヤ18の断面積は十分小さくても済むメリットがある。

【0030】また、このステンレス製の補強ワイヤ18はX線不透過の機能も有し、X線照射の下でシース本体15a（より厳密には補強ワイヤ18）の位置の確認も行うことができる。

【0031】本実施の形態では、このようにシース本体15a内に補強ルーメン17cを設けて、補強ワイヤ18を挿通してシース本体15aの柔らかすぎる（或いは撓みすぎる）のを適度の柔らかさとなるように補強している。

【0032】そして、この補強により、内視鏡12の処置具挿通チャンネル内とか細い体腔内に挿通する際に座屈し易いようなシースの場合に対しても、過度の撓み易さをより少なくして適度の撓み性を有するシース15に

し、内視鏡12の細い処置具挿通チャンネル或いは生体内に挿入する場合にも、シース本体15aの手元の押し込み操作がシース先端部15dまで十分に伝えられて、シース15が座屈することなく容易に挿通できる挿入性を確保していることが特徴となっている。

【0033】また、シース先端部15dは補強されていないため、シースが柔らかく、生体内に挿入する際の生体への損傷が防止できると共に、シース先端部15dを湾曲させてナイフ部20を形成させる際に、容易に湾曲操作（作動が行えるという特徴を有している）。

【0034】また、シース本体15aの先端部、つまりシース先端部15dの外周面にはワイヤルーメン17aを挿通可能とする2つのワイヤ導出口19a、19bが形成されている。これらのワイヤ導出口19a、19bはシース本体15aの軸方向に沿って前後2か所の位置に設けている。

【0035】そして、シース本体15aのワイヤルーメン17a内に挿通された導電性ワイヤ16の先端側は、シース先端部15dに設けた2つのワイヤ導出口19a、19bからシース本体15aの外周側に導出され、このシース本体15aの外周側に露出されたワイヤ露出部16aによって高周波切開用のナイフ部20が形成されるようになっている。なお、本明細書では、図2に示すようにシース15の先端面からナイフ部20の後端までをシース先端部15dと呼ぶ。

【0036】ここで、導電性ワイヤ16は金属製、より具体的にはステンレス製の可撓性ワイヤである。この導電性ワイヤ16の先端部は金属製、より具体的には、ステンレス製、金属、銀製、プラチナ製、タングステン製のX線不透過パイプ（X線不透過部材でパイプ形状にしたもの）21の内腔に挿入され、固着剤（より具体的には半田付、ろう付、接着）、あるいは溶着（特に、レーザ溶接、プラズマ溶接）などの手段により、固定されている。

【0037】さらに、X線不透過パイプ21の外径寸法はシース本体15aのワイヤルーメン17aの内径寸法よりもわずかに大きくなるように設定されている。そして、このX線不透過パイプ21は前方のワイヤ導出口19aよりも更に先端側のワイヤルーメン17a内に圧入、または接着等の手段により固定されている。

【0038】また、シース本体15aの最先端部にはシース本体15aの中間部の外径寸法D1よりも小さい外径寸法D2を有する細径部15bが形成され、挿入などし易くしている。

【0039】さらに、シース本体15aの先端部付近の外周面には図1に示すように複数のマーキングが施されたマーキング部22がシース本体15aの軸心方向に沿って形成されており、このマーキング部22により概略の長さの把握ができるようにしている。

【0040】次に、切開装置11の操作部14について

10

20

30

40

50

説明する。この操作部14には図1及び図5(A)に示すように略Y字状の連結部材23が設けられている。この連結部材23の先端部側には共通連結部23aが設けられ、後端部側は2つに分岐した分岐連結部23b、23cが設けられている。そして、共通連結部23aの管腔内に挿入部13の基端部側が挿入されて連結されている。

【0041】また、連結部材23の一方の分岐連結部23bの後端に操作部本体24が固定されている。この操作部本体24には、スライダ25がこの操作部本体24の長手方向にスライドして移動可能に装着されている。さらに、このスライダ25には導電性ワイヤ16の基端部が導電性の操作パイプ26(図5(B)参照)及び導電性のプラグ27を介して固定されている。

【0042】このプラグ27は図示しない電気ケーブルを介して高周波電源装置に接続され、フットスイッチ等をONすることにより高周波電源装置から高周波電流が導電性ワイヤ16に流れ、ナイフ部20で生体組織を切開することができる。

【0043】また、連結部材23には図5(B)に示すようにシース本体15aのワイヤルーメン17aに連通され、操作パイプ26が前後に移動可能な操作パイプルーメン28と、図5(A)に示すようにシース本体15aの多目的ルーメン17bに連通する分岐多目的ルーメン29とが形成されている。なお、シース本体15aの後端付近は多目的ルーメン17bの周囲の壁部が切り欠かれて外側の分岐多目的ルーメン29と連通している。

【0044】ここで、操作パイプルーメン28は連結部材23の一方の分岐連結部23b側に形成され、分岐多目的ルーメン29は連結部材23の他方の分岐連結部23c側に形成されている。さらに、分岐多目的ルーメン29の末端部には、造影剤などを注入する注射筒を着脱自在に固定するために雌ルアー口金30が設けられている。また、この雌ルアー口金30にはガイドワイヤを挿通することも可能で、ガイドワイヤの挿通により目的部位への挿通を容易に行う場合にも利用される。

【0045】なお、図5(C)は図5(A)のE部における補強ルーメン17cを通る断面を示している。本実施の形態ではこの図5(C)に示すシース本体15aの後端のシース基端部15cから、図4に示すシース先端部15dのすぐ基端部まで補強ルーメン17c内に補強ワイヤ18が挿通されている。

【0046】次に、上記構成の内視鏡用高周波切開装置11の作用を、経内視鏡的に体腔内に挿入し、生体組織、特に十二指腸乳頭部のような管腔部出口を高周波電流により切開する場合で説明する。

【0047】まず、内視鏡用高周波切開装置11が使用されていない状態では操作部14のスライダ25が操作部本体24に対して前端側に移動させた待機位置で保持される。この時、シース本体15aの先端部は略直線状

に伸張された状態で保持される。

【0048】この状態で、シース本体15aの先端から15cm程度の範囲まで、ナイフ部20が内側を向くように略円弧状に曲がり癖をつける。

【0049】この状態で、図6に示すように、予め、十二指腸41内に挿入された内視鏡12の内視鏡挿入部31内に設けられた図示しない処置具挿通チャンネルに切開装置11の挿入部13を挿入し、内視鏡挿入部31の先端部32に設けられた処置具挿通チャンネルの先端開口部から切開装置11の挿入部13を外側側に突出させる。

【0050】この場合、シース先端部15dに略円弧状の曲がり癖をつけることによって、内視鏡挿入部31の先端部32の湾曲形状と、処置具起立装置32aの向きに対して、この曲がり癖の向きが合致し、図8に示すように、ナイフ部20の向きが内視鏡の視野内の12時の方向(紙面における上方向)に向いて突き出すことができる。

【0051】この場合、シース本体15aにはその軸方向に補強ワイヤ18が設けてあり、補強ワイヤ18を設けていない場合よりも撓みにくくしているので、内径が小さい処置具挿通チャンネルの場合でも、挿入時、シース本体aの手元の押し込みがシース先端部15dまで十分に伝えられ、シース本体15aが座屈してしまうことなく、シース本体15aを簡単かつ短時間に挿通することができる。

【0052】続いて、内視鏡挿入部31の湾曲部33の湾曲操作、先端部32の先端開口部に設けられた処置具起立装置32aの起上操作、または、切開装置11の挿入部13全体の押し引き操作により、切開装置11の挿入部13の先端部を乳頭42から胆管43内に挿入する。

【0053】この場合にも、処置具挿通チャンネル内に位置するシース本体15aや、内視鏡12の処置具挿通チャンネルから出ているシース部分の撓みが少なくなり、シース本体15aの手元の押し込みがシース先端部15dまで十分に伝えられ、シース本体15aが座屈することなく内径の小さい乳頭内にも、簡単に挿入することができる。

【0054】また、シース先端部15dは補強されていないため、シースが柔らかく、乳頭付近や胆管43内壁に損傷を与えることなく、穿孔や、出血の合併症を伴う危険性が少ない。

【0055】その後、必要に応じて連結部材23の分岐連結部23c側の雌ルアー口金30に図示しない注射筒を取付ける。そして、この注射筒から注入される造影剤を分岐多目的ルーメン29及びシース本体15aの多目的ルーメン17bを通して胆管43内に送り、胆管43内の造影を行う。

【0056】次に、シース本体15aの先端部の外周面

のマーキング部22を目安にして、シース本体15aの乳頭42への挿入深さを調整する。この場合にもシース本体15aの手元の押し込みがシース先端部15dまで十分に伝えられるため、容易に挿入することができる。

【0057】次に、操作部14のスライダ25を操作部本体24に対して後端側に移動させる。このスライダ25の操作にともない導電性ワイヤ16が手元側に引っ張られるように操作されるので、シース本体15aの先端部が図6に示すように略円弧状に湾曲し、その結果、シース本体15aの外周側に露出されたワイヤ露出部16aが弓の弦状に張られてナイフ部20が形成される。

【0058】この場合、シース先端部15d（ワイヤ露出部16a）は補強ワイヤ18により補強されていないため、シースが柔らかく、シース本体15aの先端部が湾曲する際、容易に湾曲でき、良好な作動性が実現できる。

【0059】また、別の方法としては、操作部14のスライダ25を操作部本体24に対して先端側に移動させると、図7に示すように、導電性ワイヤ16が押され、円弧状のナイフ部20が形成される。

【0060】さらに、弓の弦状に、或いは円弧状にナイフ部20を形成後、ナイフ部20に高周波電流を通電し、図8での紙面の上方（内視鏡12の視野内の12時方向）に乳頭括約筋を切開する。切開が終了したら、スライダ25を元の位置に戻し、切開装置11を内視鏡12の処置具挿通チャンネルから引き抜く。

【0061】本実施の形態の効果は以下になる。本実施の形態によれば、シース本体15aの撓み性を補強ワイヤ18で補強して撓み性がより少ない適度の撓み性になっているので、内視鏡12の処置具挿通チャンネル内や細い管内への挿入時、シース本体15aの手元の押し込みがシース先端部15dまで十分に伝えられ、挿入性の向上を実現することができる。

【0062】また、本実施の形態によれば、補強ワイヤ18により、シース基端部からシース先端部15dのすぐ基端部側のワイヤ導出口付近まで補強され、シース先端部15dは補強されておらず、シースが補強部分よりも柔らかいので、生体内に挿入する際の、生体への損傷を防止できると共に、シース先端部15dを湾曲する際、容易に湾曲でき、良好な作動性を実現できる。

【0063】また、補強ルーメン17c内にステンレスワイヤを入れるだけで形成できるので、簡単に組立ができ、安価に製作することができる。また、この補強ワイヤ18としてステンレスワイヤ等のX線不透過の部材とすることにより、X線照射下でのシース本体15aの位置確認も行うことができる。

【0064】また、本実施の形態によれば、シース本体15aの撓み性を補強ワイヤ18で補強して撓み性がより少ない適度の撓み性にできるので、十分に細径のシース本体の場合にも挿入の際に座屈が発生することを有効

に防止できる。このため、より細径にしたシース本体の場合でも、座屈することなく、処置具挿通チャンネル内に挿通して切開処置を施すことが可能になる。この場合、より小さい内径の処置具挿通チャンネルの内視鏡12で使用でき、内視鏡挿入部31の外径が小さいものでも使用できる（内視鏡挿入部31としてより細径のものが使用できるので、挿入の際の患者に与える苦痛を軽減できるし、挿入使用できる範囲（使用部位）を拡大できる）。

【0065】（第2の実施の形態）次に本発明の第2の実施の形態を図9～図12を参照して説明する。図9はシースの先端側の構造を断面図で示し、図10（A）、（B）は図9のA'-A'線断面及び図11のD'-D'線断面を拡大して示し、図11は図10（A）のH-H及びI-I穿断面でシースの先端側の構造を示し、図12は本実施の形態の切開装置の先端部を斜め方向から見た外観図を示している。なお、図9は図10（A）のF-F線の縦断面でのシースの先端側を示している。

【0066】第1の実施の形態と比較して異なるところは、本実施の形態ではシース15には2つの補強ルーメン17c、17dが形成され、その中に各々補強ワイヤ18a、18bを挿通して補強したものである。

【0067】補強ワイヤ18a、18bは、シース15の基端から図11に示すようにナイフ部20のすぐ手前の部分まで挿入したものである。

【0068】ここで、図12に示すように、ナイフ部20と、シース15の中心軸Pを結んで形成される平面をQ平面とし、また前記中心軸Pを通り、前記Q平面に垂直方向を向いた平面をR平面としたとき、この2つの補強ワイヤ18a、18bにより、補強ワイヤを設けた部分のシース15を曲げた際、Q平面に沿った曲げ抵抗よりも、R平面に沿った曲げ抵抗の方が大きくなるように2つの補強ワイヤ18a、18bの配置を偏らせて配置している。

【0069】つまり、Q平面及びR平面を併記した図10（B）の断面図から分かるように、ナイフ部20を含む平面となるQ平面に沿って（或いはQ平面上で）シース本体15aを曲げる際の曲げ抵抗よりも、このQ平面に垂直で中心軸を含むR平面に沿って（或いはR平面上で）シース本体15aを曲げる際の曲げ抵抗の方が大きくなるように、2つの補強ワイヤ18a、18bをR平面に近くなるように（或いはR平面からの距離が、Q平面からの距離より小さくなるように）偏らせて配置していることが特徴となっている。

【0070】本実施の形態の作用は、第1の実施の形態の場合と同様に、まず、シース本体15aの先端から15cm程度の範囲まで、ナイフ部20が内側を向くように略円弧状に曲がり癖をつける。あるいは、この曲がり癖をつける作業を省略しても良い。次に、操作部14の

スライダ 2 5 の操作により、シース本体 1 5 a の先端部を略円弧状に数回湾曲させることで、シース先端部 1 5 d に曲がり癖をつける。

【0 0 7 1】この状態で、第 1 の実施の形態の場合と同様に内視鏡 1 2 に挿入し、処置具挿通チャンネルの先端開口部から外部側に突出させる。この場合、前述のシース 1 5 の曲げ抵抗の違いにより、図 1 2 に示す R 平面に沿った曲がりはなく、Q 平面に沿って、シース 1 5 が曲げられる。従って、内視鏡挿入部 3 1 の先端部 3 2 の湾曲形状と、処置具起立装置 3 2 a の向きに対して、シースの曲がり方向が規制され、図 8 に示すように、ナイフ部 2 0 の向きが内視鏡 1 2 の視野内の 1 2 時の方向（紙面における上方向）に向いて出すことができる。よって、第 1 の実施の形態よりも、より正確なナイフ部 2 0 の方向安定性が得られる。

【0 0 7 2】本実施の形態の効果は、第 1 の実施の形態の効果に加え、以下のような効果がある。2 つの補強ワイヤ 1 8 a、1 8 b の配置により、シース 1 5 の曲げ方向を規制されるため、内視鏡 1 2 の視野に対して、必ず 1 2 時の方向に突出し、安定したナイフ部 2 0 の方向性を実現することができる。よって、合併症なく、安全に E S T を施行できるという効果を有する。

【0 0 7 3】（第 3 の実施の形態）次に本発明の第 3 の実施の形態を図 1 3 ～図 1 6 を参照して説明する。図 1 3 はシースの先端側の構造を断面図で示し、図 1 4

(A)、(B)、(C) は図 1 3 の A' - A' 線断面、図 1 5 の D' - D' 線断面、及び図 1 6 の G - G 線断面を拡大して示し、図 1 5 は図 1 4 (A) の H' - H' 線断面でシースの先端側の構造を示し、図 1 6 は図 1 4 の I' - I' 線断面でシースの先端側の構造を示す。なお、図 1 3 は図 1 4 (A) の F' - F' 線縦断面でのシースの先端側を示している。

【0 0 7 4】第 2 の実施の形態と比較して異なるところは、本実施の形態ではシース 1 5 には 2 つの補強ルーメン 1 7 c、1 7 d が形成され、その中に各々長さの異なる補強ワイヤ 1 8 a、1 8 b を挿通して補強したものである。

【0 0 7 5】補強ワイヤ 1 8 a は、シース 1 5 の基端から図 1 5 に示すようにシース 1 5 の先端面から L 1 の長さの位置まで挿通されている。また、補強ワイヤ 1 8 b はシース 1 5 の基端から図 1 6 に示すようにシース 1 5 の先端面から L 2 の長さの位置まで挿通されている。ここで L 1 と L 2 の長さが異なる。

【0 0 7 6】本実施の形態の作用は、第 2 の実施の形態とほぼ同じである。本実施の形態は以下の効果がある。2 本の補強ワイヤ 1 8 a、1 8 b を挿通し、かつ挿通している長さが異なるので、シース 1 5 の硬さを段階的に変えられるという効果がある。より、具体的には内視鏡の処置具挿通チャンネル内等に挿通する場合に対しては、シース 1 5 の先端側よりも後方側が座屈し易い。

【0 0 7 7】このため、最も座屈し易くなるシース 1 5 の後端側は 2 本の補強ワイヤ 1 8 a、1 8 b により座屈しない（シース 1 5 の軸心方向に対して）やや硬度を持たせた柔らかさ或いは撓み性に設定し、かつこの部分より前側は 1 本の補強ワイヤ 1 8 a により座屈しない程度の柔らかさ或いは撓み性にし、さらにシース先端部 1 5 d は最も座屈しにくいので、補強することなく、ナイフ部 2 0 を容易に設定できるように十分に柔らかい柔らかさ或いは撓み性に設定することができる。

【0 0 7 8】また、内視鏡の処置具挿通チャンネルからシース先端側を突出させた場合、その突出する部分がシース先端部 1 5 d より後方側までとなる場合にはその突出する出口付近でのシース部分が柔らかすぎると、シース 1 5 の手元の押込時、その部分より撓んでしまうが、シース先端部 1 5 d の手前の位置まで 1 本の補強ワイヤ 1 8 a で補強しているので、そのような事態が発生する事を解消できる。

【0 0 7 9】（第 4 の実施の形態）次に本発明の第 4 の実施の形態を図 1 7 ～図 2 0 を参照して説明する。図 1 7 は第 4 の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置を示し、図 1 8 は採石バスケット鉗子を示し、図 1 9 は多目的ルーメン内に採石バスケット鉗子を収納した状態でのシースの先端側の構成を示し、図 2 0 は採石バスケット鉗子を用いて結石の回収の処置を行う使用例を示す。

【0 0 8 0】本実施の形態の内視鏡用高周波切開装置 1 1' は第 1 ～第 3 の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置 1 1 に、生体内の結石を把持して生体外に排泄されるように処置する把持用処置具の機能を付加したものであり、そのために第 1 ～第 3 の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置 1 1 に図 1 8 に示す採石バスケット鉗子 5 1 を組み合わせたものである。

【0 0 8 1】図 1 8 に示すように採石バスケット鉗子 5 1 には、操作ワイヤ 5 2 の先端に複数のワイヤでバスケット形状に拡張する拡張習性が付与されたバスケットワイヤ 5 3 が各バスケットワイヤ 5 3 の先端を先端チップ 5 4 で一つに束ねて、結石を内側に収納して把持する結石把持部或いは採石部としてのバスケット部 5 0 が形成されている。また、この操作ワイヤ 5 2 の後端は操作パイプ 5 5 に固定され、この操作パイプ 5 5 のさらに手元側端部に操作つまみ 5 6 が固定され、操作部が一体的に形成されている。

【0 0 8 2】この採石バスケット鉗子 5 1 のバスケット部 5 0 は切開装置 1 1' を構成するシース本体 1 5 a に設けた多目的ルーメン 1 7 b の中に雌ルアー口金 3 0 から挿入可能であり、操作つまみ 5 6 を前方に移動する前進操作を行うことにより操作ワイヤ 5 2 を介して図 1 7 に示すようにこの切開装置 1 1' のシース先端の開口（つまり多目的ルーメン 1 7 b の先端開口）からバスケット部 5 0 を突き出る状態に設定できる。

【0 0 8 3】また、図 1 7 の状態で操作つまみ 5 6 を把

持して後方に移動する後退操作を行うことにより、操作ワイヤ52を介して図19に示すように、バスケット部50の拡開する拡開習性に抗して、このバスケット部50を閉じさせ、多目的ルーメン17b内に引き込むこともできる。

【0084】次に作用を説明する。図20に示すように例えば胆管43内に結石44ができた場合に、採石バスケット鉗子51を組み合わせない状態での切開装置11'（つまり第1～第3の実施の形態の切開装置11で図6のようにして）でまずESTを行う。

【0085】その後、この切開装置11'の多目的ルーメン17b内に採石バスケット鉗子51を先端側から挿通し、操作ワイヤ52を前進させる操作を行い、多目的ルーメン17bの先端開口からバスケット部50側を突出させる。先端開口から突出するバスケット部50はそれぞれ拡開する習性が与えられているバスケットワイヤ53で形成されているので、バスケット状に拡開する。従って、図20に示すようにこの拡開したバスケット部50内に結石44を収納し、さらに操作ワイヤ52を後退させる操作を行い、バスケット部50内に収納した結石44が逃げないように把持する。

【0086】その後、シース15を後方側に移動させて、シース15の先端側（シース15の先端部及びバスケット部50）を胆管43内から十二指腸41内に移動させ、バスケット部50に収納した結石44をそのバスケット部50からその周囲の十二指腸41内に出し、自然に排泄されるようにする。

【0087】本実施の形態は以下の効果を有する。内視鏡的乳頭切開処置から結石44の回収まで1本の処置具で行えるため、手技を簡略化かつ短時間にできると共に、患者に与える苦痛もより軽減できる。その他は第1～第3の実施の形態と同様の効果がある。

【0088】（第5の実施の形態）次に本発明の第5の実施の形態を図21及び図22を参照して説明する。図21は第5の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置を示し、図22（A）は採石バスケット鉗子のワイヤ部を示し、図22（B）は採石バスケット鉗子の操作部を示す。

【0089】図21に示す本実施の形態の内視鏡用高周波切開装置11'は第4の実施の形態と同様に第1～第3の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置11に結石の回収を行う機能を設けたものであり、第4の実施の形態と異なるところは、この採石バスケット鉗子51'は図22（A）、（B）に示すようにワイヤ部57と操作部58とが着脱自在の構成である（第4の実施の形態の採石バスケット鉗子51はワイヤ部と操作部とが一体化した構成である）。

【0090】ワイヤ部57は操作ワイヤ52の先端に複数のバスケットワイヤ53の後端を取り付け、各先端を先端チップ54により一つに束ねてバスケット部50を

形成している。また、操作ワイヤ52の後端には操作パイプ55、さらにその後端にはスライダ固定部59が設けられている。

【0091】また、操作部58は、操作部本体58aと、これにスライド可能なスライダ58bと、さらに操作部本体58aの先端には雄ルアー口金58cが形成されている。

【0092】ワイヤ部57の後端のスライダ固定部59は操作部58のスライダ58bに固定可能であり、また操作部本体58aの先端の雄ルアー口金58cは内視鏡用高周波切開装置11'の雌ルアー口金30に固定可能にして、操作部58を片手で把持し、かつスライダ58bの前進及び後退機能により結石の回収の操作が容易にできるようにしている。

【0093】本実施の形態の作用は第4の実施の形態とほぼ同じである。本実施の形態の効果は以下になる。第4の実施の形態は両手で操作しなければならないのに対し、本実施の形態では片手での操作が可能であるため、手技の容易化が計れる。その他は第1～第3の実施の形態と同様の効果がある。

【0094】（第6の実施の形態）次に本発明の第6の実施の形態を図23（A）を参照して説明する。図23（A）は第6の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置のシース先端側を示す。本実施の形態は第4、第5の実施の形態のバスケット部50による結石把持部とは異なり、スネアループ60によって結石把持部が形成されている。

【0095】このスネアループ60は操作ワイヤ52の先端にループ形状になるように両端を互いに固着した弾性を有する1対のワイヤ61とか、或いは1本の弾性を有するループ形状のワイヤ61を用いて形成されており、このスネアループ60内に結石を入れ、スネアループ60の基端側を多目的ルーメン17b内に収納してループを絞り込むことにより結石を把持することができる。

【0096】また、把持した結石を十二指腸内で放出するにはスネアループ60を多目的ルーメン17bの先端開口より前方に突出させることによりループを広げ、簡単に放出することができる。

【0097】図23（B）は第6の実施の形態の変形例におけるシース先端側を示す。この変形例では結石を把持する結石把持部が先端に爪を設けた、例えば3本爪62により形成されている。この3本爪62は先端を内側に折り曲げ、互いに拡開する弾性を有する3本のワイヤ63の後端を操作ワイヤ52の先端部にろう付け、半田付け等で固着して形成されている。

【0098】この3本爪62も多目的ルーメン17bからの突出量を調整することにより、拡開量を調整して、結石の把持及び把持して結石の開放（放出）を行うことができる。なお、シース本体15aを補強部材で補強す

る場合、例えばシース本体15aの長手方向に長溝を形成し、その長溝に補強ワイヤ18を収納して補強する構造にしても良い。この場合には、例えばシース先端部15dでの補強を行わない等の調整を行うことが容易にできる。

【0099】また、補強部材を挿通する補強ルーメン17c等を設けることなく、多目的ルーメン17b内に補強ワイヤ18を挿通してシース15を補強するようにしても良い。この場合、必要に応じて補強ワイヤ18をコーティングしても良い。また、多目的ルーメン17bの断面形状を円形とは異なる形状にしても良い。

【0100】また、第1の実施の形態のように1本の補強ワイヤ18を設ける場合、この補強ワイヤ18の断面形状を円形でなく板形状など扁平断面にし、その扁平方向をナイフ部20を含みシース15の中心軸とを結ぶ平面（以下、第1平面と記す）に垂直となるように配置して、第1平面に垂直な方向には曲がりにくく、この第1平面に沿って曲がり易くなるようにして、ナイフ部20による切開処置を行い易くできるようにしても良い。この場合、導電性ワイヤ16を、補強ワイヤ18より曲がり易い導電性の部材で形成すると、補強ワイヤ18の扁平形状の機能が相対的に大きくなり、さらに第1平面に沿って曲がり易くできる。

【0101】また、補強部材により実質的にシース基端部付近からワイヤ導出口よりも基端部まで補強されていて、ワイヤ導出口よりも先端側のシースの硬さが、作動性や生体に対する損傷に差し支えないレベルのものであれば、補強部材がシース基端部付近からシース先端部まで設けたものも本発明に属する。この具体例としては、例えば、ワイヤ導出口の基端よりシース先端側に柔らかい材質の補強部材を延出したものとか、ワイヤ導出口付近まで延出した補強部材を、その断面積を小さくしてさらにワイヤ導出口より先端側に延出したもの等が該当する。なお、上述の各実施の形態等を部分的に組み合わせる等して形成した実施の形態等も本発明に属する。

【0102】【付記】

1. 内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されると共に、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設け

たことを特徴とする内視鏡用高周波切開装置。

【0103】2. 内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されると共に、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設けると共に、前記補強部材を設けた部分のシースを曲げたときに、前記ナイフ部と前記シースの中心軸を結んで形成される第1平面に沿った曲げ抵抗よりも、前記シースの中心軸をとおり、前記第1平面に垂直方向を向いた第2平面に沿った曲げ抵抗の方が大きくなるよう、前記補強部材を前記シースの中心軸に対して、偏らせて設けたことを特徴とする内視鏡用高周波切開装置。

【0104】3. 内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されるとともに、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍からシース先端部近傍まで設け、実質的に、シース基端部近傍から、前記基端部側のワイヤ導出口までの範囲が補強されることを特徴とする内視鏡用高周波切開装置。

【0105】4. 前記補強部材は、複数のルーメン内に各々設けられ、その内の少なくとも1つの補強部材の先端位置が、他の補強部材の先端位置と異なることを特徴とする付記1記載の内視鏡用高周波切開装置。

5. 前記補強部材は、金属製ワイヤであることを特徴とする付記1又は付記2記載の内視鏡用高周波切開装置。

【0106】6. 前記多目的ルーメンの先端開口部から、操作ワイヤの前進操作によって突出し、かつ、後退操作によって、前記多目的ルーメンの先端開口部から引き込まれて収納される把持部材を設けた把持用処置具を

備え、前記把持用処置具を組み合わせて使用できることを特徴とする付記 1 ないし付記 3 記載の内視鏡用高周波切開装置。

【0107】(付記 6～8 に関連する背景) 特開平 3-54615 号公報のような内視鏡用処置具が知られている。通常、先ほどの特開平の高周波切開具を用いて内視鏡的十二指腸切開術を行ったのち、総胆管内の石を碎石する場合に、このような内視鏡用処置具を用いるが、高周波切開具、またこの内視鏡用処置具の十二指腸乳頭から総胆管への挿入が非常に難しく、このような処置具の出し入れをする手技が非常に煩雑であった。このため、手技が容易な内視鏡用高周波切開装置を提供することにある。

【0108】7. 前記把持用処置具は、操作ワイヤ先端に把持部材を有するワイヤ部と、操作部とから構成され、前記操作部は互いに前後に移動可能な操作部本体とスライダとからなり、前記操作部本体は前記多目的ルーメンの基端部に着脱可能で、かつ前記スライダはワイヤ部の基端部に着脱自在であることを特徴とする付記 4 記載の内視鏡用高周波切開装置。

【0109】8. 前記把持用処置具の前記把持部材は、前記操作ワイヤの前進操作により、多目的ルーメンの先端開口部から突出し、自己の開拡習性により開放動作を行い、前記操作ワイヤの後退操作により、前記多目的ルーメンの先端開口部から自己の習性に抗して引き込まれて収納されることを特徴とする付記 4 又は付記 5 記載の内視鏡用高周波切開装置。

【0110】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されるとともに、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設けているので、上記構成により、シースが硬くなることで、作動時のシースの撓みを防止し、良好な作動性を確保できる。

【0111】また、細い管腔もしくは内視鏡のチャンネルへの挿入、押し込み時にもシースが過度に撓んでしまうことなく、良好な挿入性を確保できる。更に、シースのナイフ部分は柔らかいので、チューブ先端の湾曲が容

易に行え、より良好な作動性を確保できる。また、シース先端部も柔らかいため、生体に損傷を与えず、安全にこの装置を使用することができる。

【0112】また、内視鏡の処置具挿通チャンネル内を挿通可能な電気絶縁性シースのシース本体内に軸心方向に向けて延設された内腔が複数形成され、1つの内腔によって導電性ワイヤが挿通される導電性ワイヤルーメン、他の内腔によって薬液・ガイドワイヤ等が挿通される多目的ルーメン、他の少なくとも1つの内腔によって前記シース本体を補強するための補強部材を設けた補強ルーメンがそれぞれ形成されるとともに、前記シース本体の先端部近傍の外周面に形成されたワイヤ導出口から前記導電性ワイヤが前記シース本体の外部側に導出され、前記導電性ワイヤにおける前記シース本体の外部側に露出部によって高周波切開用のナイフ部が形成される内視鏡用高周波切開装置において、前記補強部材を、前記シース本体の基端部近傍から基端部側の前記ワイヤ導出口近傍までの範囲に設けるとともに、前記補強部材を設けた部分のシースを曲げたときに、前記ナイフ部と前記シースの中心軸を結んで形成される第1平面に沿った曲げ抵抗よりも、前記シースの中心軸を通り、前記第1平面に垂直方向を向いた第2平面に沿った曲げ抵抗の方が大きくなるよう、前記補強部材を前記シースの中心軸に対して、偏らせて設けているので、前述の良好な作動性、挿入性、安全性が確保できるだけでなく、補強部材によりナイフ基端部シースの曲げ方向が規制されるため、内視鏡に対する、安定したナイフの方向性を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置の全体を示す外観図。

【図2】シースの先端側の構造を示す断面図。

【図3】図2のA-A線断面及び図4のD-D線断面を拡大して示す図。

【図4】図3(A)のC-C線断面でシースの先端側の構造を示す図。

【図5】シースの手元側の断面構造及びE部を拡大して示す図。

【図6】経内視鏡的に乳頭括約筋を切開する作用の説明図。

【図7】図6とは異なる手技で経内視鏡的に乳頭括約筋を切開する作用の説明図。

【図8】図6における実際に観察した際の内視鏡像を示す図。

【図9】本発明の第2の実施の形態におけるシースの先端側の構造を示す断面図。

【図10】図9のA'-A'線断面及び図11のD'-D'線断面を拡大して示す図。

【図11】図10(A)のH-H、及びI-I線断面でシースの先端側の構造を示す図。

【図 1 2】シース先端側を斜め方向から見た外観図。

【図 1 3】本発明の第 3 の実施の形態におけるシースの先端側の構造を示す断面図。

【図 1 4】図 1 3 の A'' - A'' 線断面、図 1 5 の D'' - D'' 線断面、及び図 1 6 の G - G 線断面を拡大して示す図。

【図 1 5】図 1 4 (A) の H' - H' 線断面でシースの先端側の構造を示す図。

【図 1 6】図 1 4 の I' - I' 線断面でシースの先端側の構造を示す図。

【図 1 7】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置の全体を示す構成図。

【図 1 8】採石バスケット鉗子を示す側面図。

【図 1 9】多目的ルーメン内に採石バスケット鉗子を収納した状態でのシースの先端側の構成を示す断面図。

【図 2 0】採石バスケット鉗子を用いて結石の回収の処置を行う使用例を示す説明図。

【図 2 1】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡用高周波切開装置の全体を示す構成図。

【図 2 2】採石バスケット鉗子のワイヤ部及び操作部を示す図。

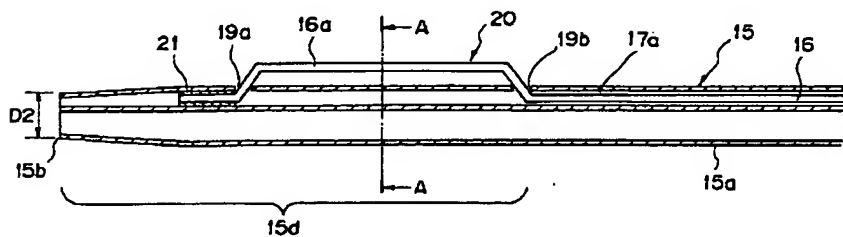
【図 2 3】本発明の第 6 の実施の形態及びその変形例の内視鏡用高周波切開装置のシース先端側の構成を示す図。

【符号の説明】

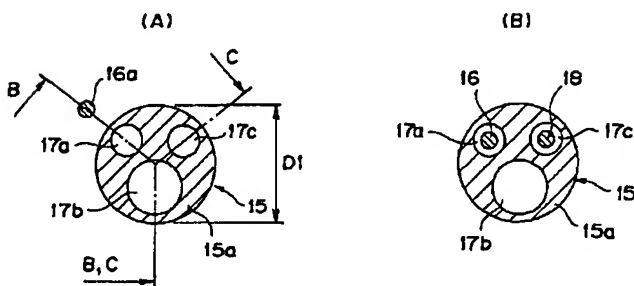
- 1 1 …内視鏡用高周波切開装置
- 1 2 …内視鏡
- 1 3 …挿入部
- 1 4 …操作部

- 1 5 …シース
- 1 5 a …シース本体
- 1 5 b …細径部
- 1 5 c …シース基端部
- 1 5 d …シース先端部
- 1 6 …導電性ワイヤ
- 1 7 a …ワイヤルーメン
- 1 7 b …多目的ルーメン
- 1 7 c …補強ルーメン
- 1 7 d …補強ルーメン
- 1 8 …補強ワイヤ
- 1 9 a, 1 9 b …ワイヤ導出口
- 2 0 …ナイフ部
- 2 1 …X線不透過パイプ
- 2 2 …マーキング部
- 2 3 …連結部材
- 2 4 …操作部本体
- 2 5 …スライダ
- 2 6 …操作パイプ
- 2 7 …プラグ
- 2 8 …操作パイプルーメン
- 2 9 …分岐多目的ルーメン
- 3 0 …雌ルアー口金
- 4 1 …十二指腸
- 4 2 …乳頭
- 4 3 …胆管
- P …中心軸
- Q …Q 平面
- R …R 平面

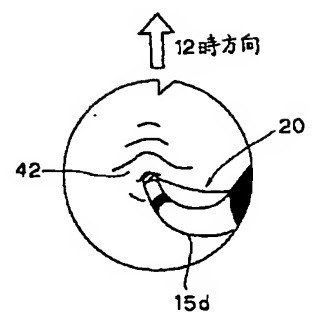
【図 2】



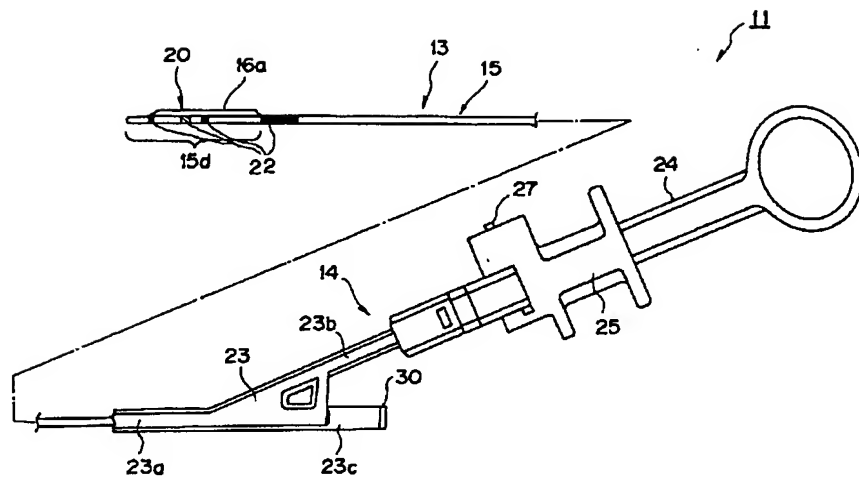
【図 3】



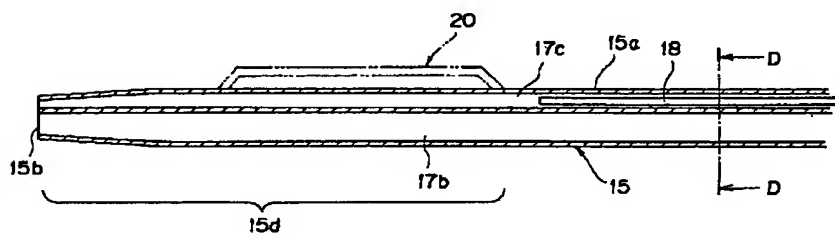
【図 8】



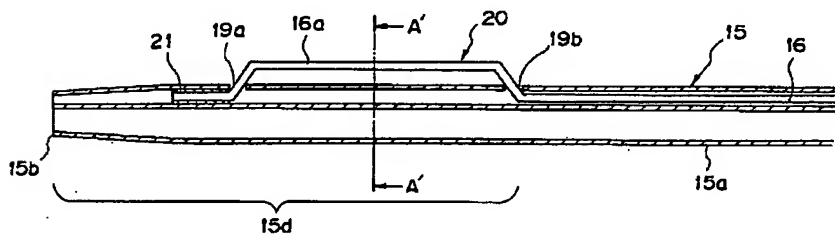
【図 1】



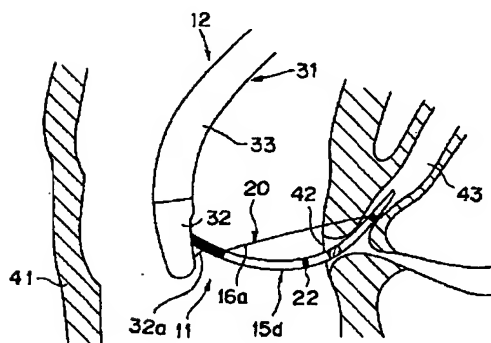
【図 4】



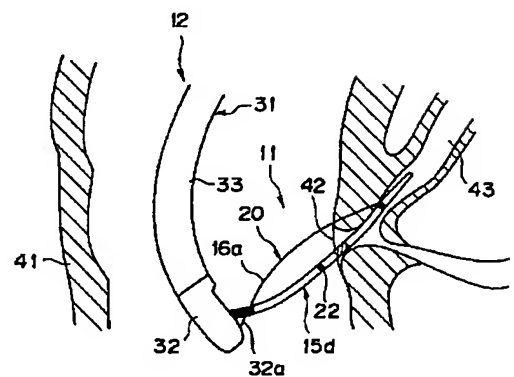
【図 9】



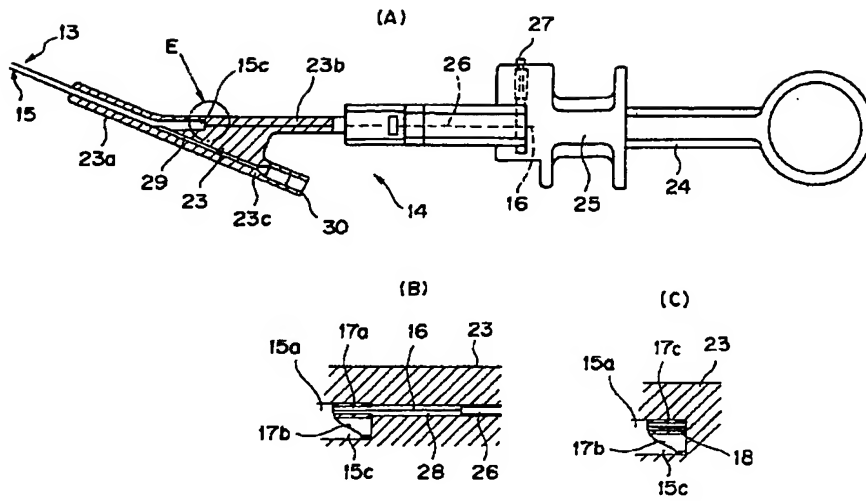
【図 6】



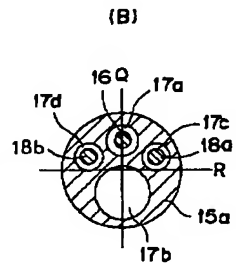
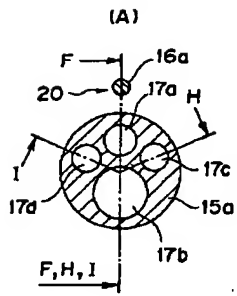
【図 7】



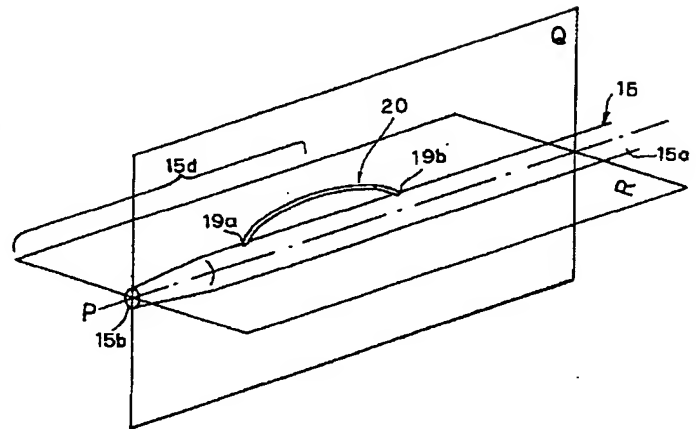
【図5】



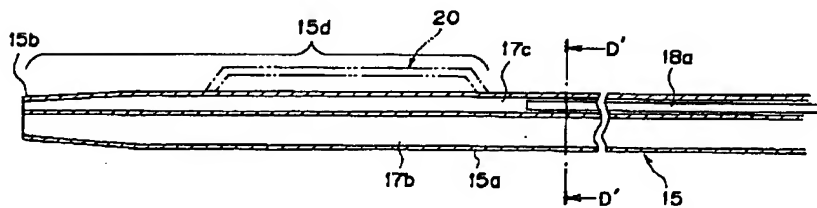
【図10】



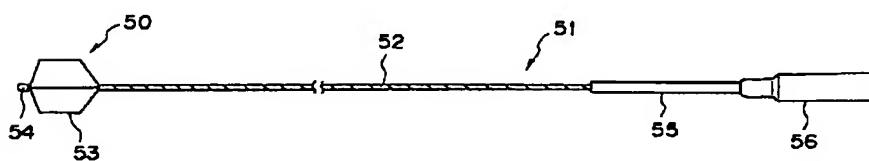
【図12】



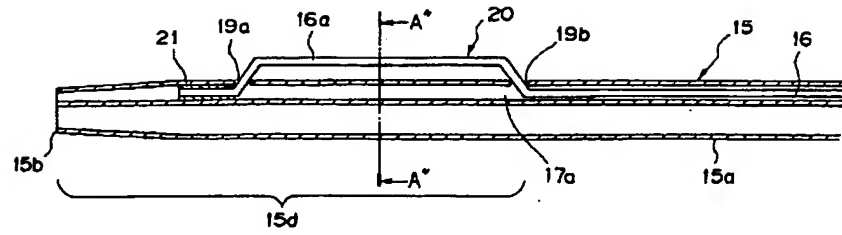
【図11】



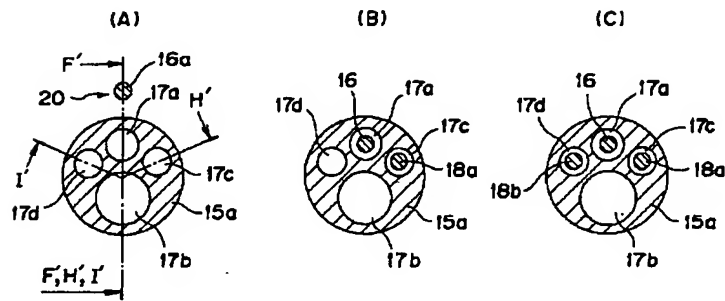
【図18】



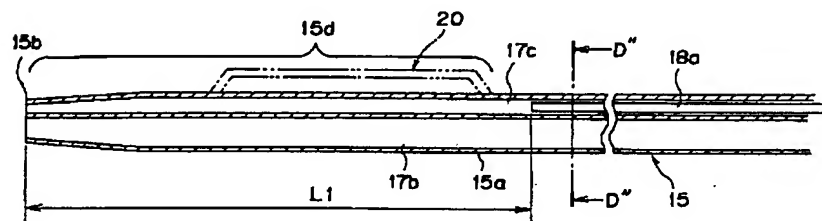
【図13】



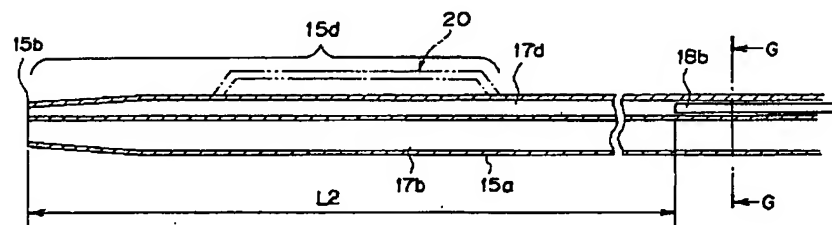
【図14】



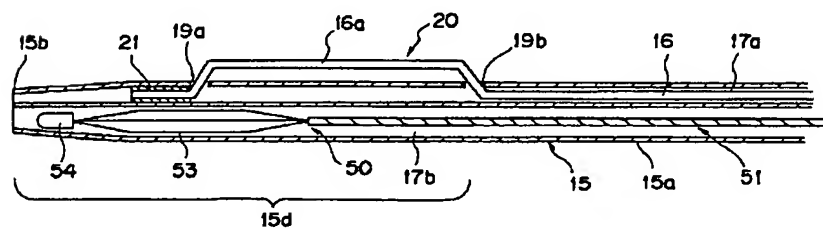
【図15】



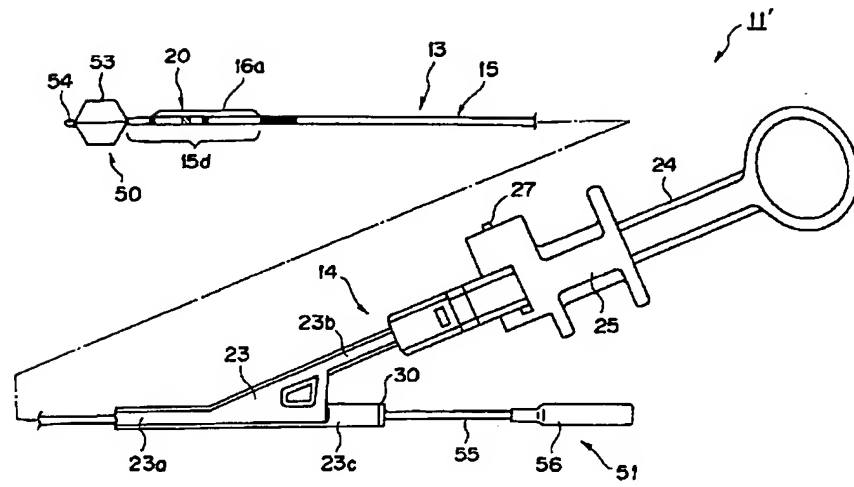
【図16】



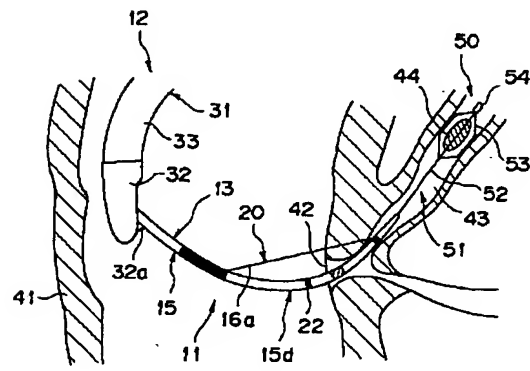
【図19】



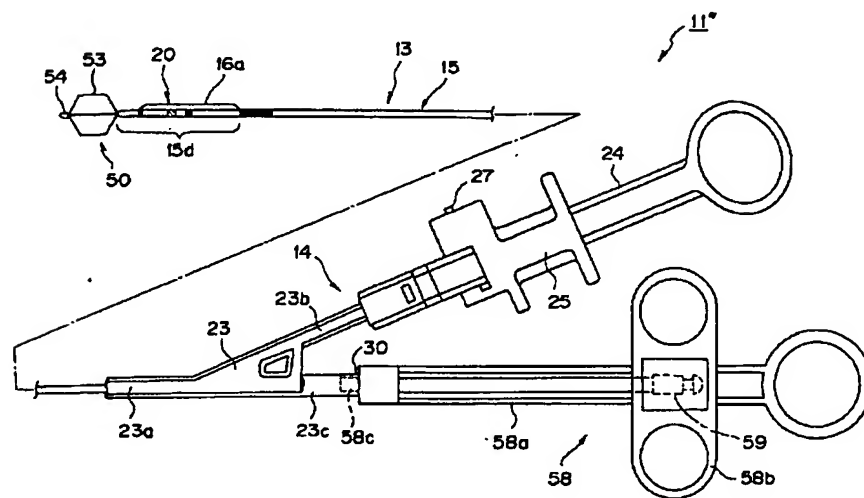
【図17】



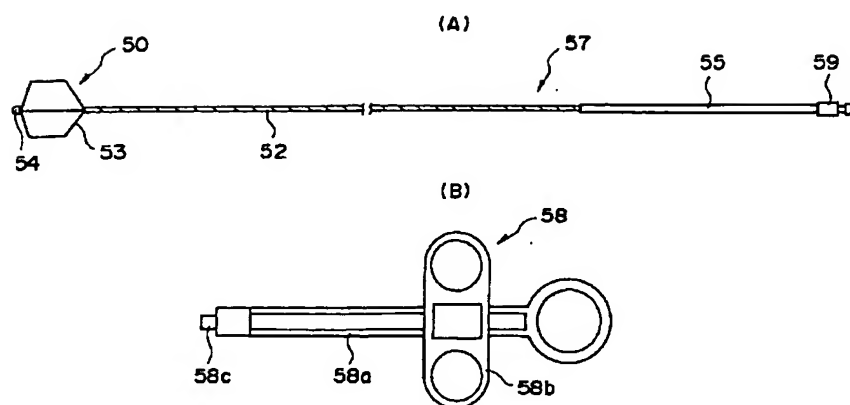
【図20】



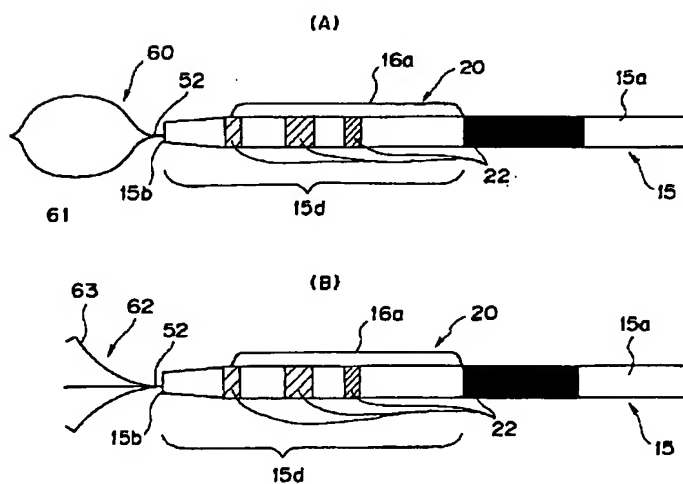
【図21】



【図22】



【図23】



フロントページの続き

- (56) 参考文献 特開 平8-173445 (JP, A)
 特開 平7-323091 (JP, A)
 特開 平7-88093 (JP, A)
 特開 平5-68685 (JP, A)
 特開 平5-7597 (JP, A)
 特開 平2-279151 (JP, A)
 特開 昭57-148927 (JP, A)

(58) 調査した分野(Int. Cl. ⁷, DB名)

A61B 18/12
 A61B 1/00 334
 A61B 17/00 320